

(19) Japan Patent Office (JP)

(12) Gazette of Patent Laid-Open Publication (A)

(11) Patent Laid-Open Publication No. S61-262675

(43) Date of Laid-Open Publication: November 20, 1986

(51) Int.Cl.<sup>4</sup> ID Code Internal Reference No.

G 01 T 1/20 8105-2G

Request for Examination: Not requested Number of Inventions:

2 (Total 12 pages)

(54) HIGH-ENERGY RADIATION DETECTOR AND DETECTION METHOD

(21) Patent Application No. S61-56047

(22) Filing Date: March 13, 1986

(32) Priority Date: March 13, 1985

(33) Priority Country: USA

(31) Priority Number: 711096

(72) Inventor: Arata Suzuki

48 Addison Place, Ramsey, New Jersey,  
07446, USA

(71) Applicant: CAPINTEC INC.

6 Arrow Road, Ramsey,  
New Jersey, 07446, USA

(74) Attorney: Minoru Nakamura,

Patent Attorney and 4 others

### **Specification**

1. Title of the invention

HIGH-ENERGY RADIATION DETECTOR AND DETECTION METHOD

2. Claims

(1) A high-energy radiation detector comprising: means for detecting a predetermined type of high-energy radiation and transforming the detected radiation into light, said means for detecting having a first and second end;

signal generating means for generating an electric signal based upon the amount of light directed thereon and for outputting said signal;

an optical window means optically coupled to said first end of the detecting means for channeling the light therefrom into said signal generating means, said optical window being composed of material having a predetermined amount of heavy metal therein;

a collimator made of heavy metal disposed at said second end of said detecting means, said collimator having an open end to admit said high energy radiation onto said second end of said detecting means;

shielding means for shielding composed of heavy metal and being limited to and extending over said detecting means other than said first and second ends of said detecting means, and limited to and covering portions of said optical window, the weight of the radiation detector being minimized due to the limited length of said shielding means;

and a housing for supporting said detecting means, said generating means, said optical window, said collimator and said shielding means.

(2) A radiation detector as in claim 1 wherein said shielding means and the heavy metal composition of said optical window are impervious to said predetermined type of high-energy radiation.

(3) A radiation detector as in claim 1 wherein said heavy metal is a non-radioactive metal selected from the group of Pb, Bi, U and W, and alloys thereof.

(4) A radiation detector as in claim 1 wherein said detecting means is a scintillation radiation detector, said signal generating means is a photomultiplier and said optical window is a light pipe composed of leaded glass.

(5) A radiation detector as in claim 4 wherein said shielding means is made of Pb and wherein said shielding means only extends over said scintillation detector and the interface between this scintillation detector and the optical window.

(6) Method of detecting high energy radiation comprising the steps of: collimating radiation;

transforming the collimated radiation into light;

optically channeling said light;

converting the channeled light into an electrical signal;

and shielding only the non-collimated radiation which would have been transformed due to the directional orientation of that non-collimated radiation by excluding said non-collimated radiation during the optical channeling of said light and by excluding said non-collimated radiation from the immediate vicinity of the transformation of said collimated radiation.

(7) A method as in claim 6 including the step of electromagnetically shielding electromagnetic radiation and excluding the same during said converting step.

(8) A method as in claim 6 wherein said transforming step is accomplished by scintillation and said converting step into said electrical signal is accomplished by photomultiplying said channeled light to obtain said electrical signal.

2/6

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭61-262675

⑮ Int. Cl.

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和61年(1986)11月20日

G 01 T 1/20

8105-2G

審査請求 未請求 発明の数 2 (全12頁)

⑭ 発明の名称 高エネルギー放射線の検出器及び検出方法

⑯ 特 願 昭61-56047

⑰ 出 願 昭61(1986)3月13日

優先権主張 ⑱ 1985年3月13日 ⑲ 米国(US) ⑳ 711096

㉑ 発 明 者 ア ラ タ ス ズ キ アメリカ合衆国 ニュージャージー州 07446 ラムジー  
アデyson プレース 48

㉒ 出 願 人 キヤビンテック イン アメリカ合衆国 ニュージャージー州 07446 ラムジー  
コーポレーテッド アロウ ロード 6

㉓ 代 理 人 弁理士 中 村 稔 外4名

FP03-0102-00WD-HP
03.12.-9
SEARCH REPORT

#### 明 細 書

##### 1. 発明の名称

高エネルギー放射線の検出器及び検出方法

##### 2. 特許請求の範囲

(1) 所定の形式の高エネルギー放射線を検出し、この検出した放射線を光に変換するような検出手段であって、第1端及び第2端を有している検出手段と、

送られた光の量に基づいて電気信号を発生し、この信号を出力するような信号発生手段と、

上記検出手段の第1端に光学的に接続され、ここから上記信号発生手段に光を送るための光学窓手段であって、所定量の重金属を有する材料で構成された光学窓手段と、

上記検出手段の第2端に配置されて重金属で形成されたコリメータであって、上記高エネルギー放射線を上記検出手段の第2端へ入れるための開放端を有しているようなコリメータと、

重金属で構成され、上記検出手段の第1及び

第2端を除く検出手段の部分に制限されてこれにわたって延びるシールド手段とを具備し、このシールド手段は、更に、上記光学窓の部分に制限されてこれを覆い、このシールド手段の長さの制限により、放射線検出器の重量が最小とされ、

そして更に、上記検出手段、上記信号発生手段、上記光学窓、上記コリメータ及び上記シールド手段を支持するハウジングを具備したことを特徴とする高エネルギー放射線の検出器。

(2) 上記シールド手段及び上記光学窓の重金属成分は、上記所定の形式の高エネルギー放射線を通さないものである特許請求の範囲第1項に記載の放射線検出器。

(3) 上記重金属は、Pb、Bi、U、W及びその合金よりなる群から選ばれた非放射性金属である特許請求の範囲第1項に記載の放射線検出器。

(4) 上記検出手段はシンチレーション放射線検出器であり、上記信号発生手段は光電子増倍管であり、上記光学的な窓は鉛ガラスで構成された光パイプである特許請求の範囲第1項に記載の放

射線検出器。

(5) 上記シールド手段はPbで構成され、上記シールド手段は、上記シンチレーション検出器及びこの検出器と光学窓との界面のみにわたって延びる特許請求の範囲第4項に記載の放射線検出器。

(6) 高エネルギーの放射線を検出する方法において、

放射線をコリメートし、

コリメートされた放射線を光に変換し、

この光を光学的に案内し、

この案内された光を電気信号に変換し、

コリメートされない放射線であって、その方向によっては変換されるであろうようなコリメートされない放射線を、上記光を光学的に案内する間に排除し、且つコリメートされた放射線を変換する至近位置からこのコリメートされない放射線を排除することにより、このコリメートされない放射線のみをシールドするという段階を具備することを特徴とする方法。

変化したか或いはこのような放射線の量が僅かであるような場合には、バックグラウンド放射線が検出器の感知能力に障害を及ぼし、最終的には、検出器から得られる信号を弱めたり歪ませたりする。このような場合、出力信号は、検出しようとする放射線を充分に表わさない。

このようなバックグラウンド放射線や、線源以外のものからの放射線の影響を最小限に抑えるために、公知の装置では、検出組立体全体を取り巻くように鉛のシールドが用いられており、これによって、バックグラウンド放射線や線源以外のものからの放射線が検出器の主要部品に当たらないようにされている。

原子医学の分野で使用されている検出器が、スプリアスなバックグラウンド放射線の影響を非常に受け易いのは、解剖学的な像を得たり器官の生理学的状態を監視したりするために人間やその他の被検生物に或る限定された量の放射性物質しか注入されないからである。医学の診断に用いられる典型的な放射性核種は、140 K e Vの $\gamma$ 線を

(7) 電磁放射を電磁シールドし、上記変換段階中にこれを排除する特許請求の範囲第6項に記載の方法。

(8) 上記光への変換段階はシンチレーションによって行ない、上記電気信号への変換段階は、上記案内された光を光電子増倍して上記電気信号を得ることによって行なう特許請求の範囲第6項に記載の方法。

### 3. 発明の詳細な説明

#### 産業上の利用分野

本発明は、一般に、放射線検出器に係り、特に、原子医学の分野で用いられる検出器に係る。又、本発明は、エネルギーの高い放射線を検出する方法にも係る。

#### 従来の技術

X線や、 $\gamma$ 線や、光子や、電子や、中性子のようなエネルギーの高い放射線粒子（一般に、20 K e V以上）を感知できる放射線検出器は、バックグラウンド放射の影響を受け易い。線源からの放射線又は試験物体から放射される放射線が著しく

放射するテクネチウム99mである。その他の放射性核種としては、159 K e Vの $\gamma$ 線を発生するヨウ素123や、81 K e Vの $\gamma$ 線を発生するXo133や、70 K e VのX線及び279 K e Vの $\gamma$ 線を発生するTl201、等々が挙げられる。例えば、少量の赤血球(RBC)が最初にテクネチウム99m(Tc-99m)で表示付けされ、その後、これらの表示付けされた赤血球が患者の血液流に注入され（或いは、生体中でRBCがTc-99mによって表示付けされ）、心臓機能の診断を行なうようにされる。このような試験には、 $\gamma$ 線カメラ又は検出組立体（心臓モニタ）が利用される。

最近、患者の体に設置して、規定の時間中に患者の生理学的な活動を監視するような歩行使用可能な心臓モニタが必要とされている。この歩行使用可能な心臓モニタは、一般的に、患者の心臓の上に設置され、このモニタ内に取付けられた高エネルギーの検出器が、Tc-99mで表示付けされた血球によって放射される $\gamma$ 線を検出すること

により、心臓を通る血液の流れ及び衰退を感知する。表示付けされた血球により放射される $\gamma$ 線の正確な測定値は、とりわけ、心臓の障害を診断するのに有用な広範な心臓情報を含んでいる。然し乍ら、心臓モニタの精度は、身体の他の部位や周囲環境に存在するバックグランド放射やスプリース放射を除いて心臓内のテクネチウム $99m$ から放射される $\gamma$ 線だけを検出するというモニタ能力に大きく左右される。

公知の心臓モニタや、その他の形式の高エネルギー放射線の検出器は、一般に、1つ以上のシンチレータもしくは放射線に感じて所定波長の光を放射するような放射線検出手段を備えている。これらのシンチレーション検出器やそれに関連した電子回路は、通常は、鉛のシールド内に取付けられ、所定の線源から放射された放射線又は所定の方向から出て来る放射線がシンチレータに当るようにコリメートされる。シンチレータからの光は、チャンネルを経て或る形式の光検出器へ送られ、この装置が光を電気信号に変換する。一般に使用

されている光検出器の1つの形式は、光電子増倍管である。

発明が解決しようとする問題点

光電子増倍管からの電気信号出力は、モニタを相補的なデータ処理装置又は表示装置へ電子的に接続するケーブルへ送られる。或る種の線源又は或る方向から出て来た放射線しかシンチレータ又はシンチレーション結晶に作用しないようにするため、通常鉛シールドがシンチレータを取り巻くように延び、更に、光電子増倍管は、鉛の後部シールドを備えていて、これは、線源からの放射線と逆の方向に進むバックグランド放射線がシンチレータに当たらないようにする。このように鉛シールドを大巾に使用することにより、心臓モニタの重量が相当に増大する。

又、同様に、その他の高エネルギー放射線検出器も、通常検出器立体の実質的に全部を取り巻く鉛シールドによって、その重量が大きく影響を受ける。

問題点を解決するための手段

そこで、本発明の目的は、鉛シールドの実質的な部分を除去することにより高エネルギー放射線検出器立体の重量を減少することである。

本発明の別の目的は、検出器に含まれた部品の光学特性の一致性を改善することにより放射線検出器の効率を上げることである。

本発明の更に別の目的は、心臓モニタとして使用される核放射線検出器の重量を減少し、患者がこの検出器を歩行しながら使用できるようにすることである。

本発明による高エネルギー放射線の検出器は、所定の形式の高エネルギー放射線を検出してこれを光に変換するためのクリスタルシンチレータのような手段を備えている。シンチレータからの光は、所定量の重金属を含む材料で構成された光学窓、例えば、鉛ガラス又はフリントガラスで構成された窓を通して送られる。この光学窓を経て送られた光によって光電子増倍管が電気信号を発生する。シンチレータの一端には、検出しようとする放射線をコリメートするためにコリメータが取付けら

れている。このコリメータは、一実施例においては、鉛である。又、鉛のような重金属のシールドがシンチレータクリスタルの特定の部分に延びてこれを覆い、これらの部分は、コリメータに対して開いておらず、即ち、光学的な窓に光学的に接続されておらず光学的な窓の一部分を覆っている部分である。シールドは、シンチレータクリスタルの限定された部分と、光学窓の限定された部分しか覆わないので、放射線検出器の重量は最小とされる。既に良く知られているように、コリメータ、シールド、シンチレータ、光学窓、光電子増倍管及びこれに関連した回路は、ハウジングによって支持される。

高エネルギーの放射線を検出する本発明による方法は、放射線をコリメートし、コリメートされた放射線を光に変換し、この光を光学的に送り、この送られた光を電気信号に変換し、そしてコリメートされない放射線であって、その方向によっては変換されるであろうようなコリメートされない放射線を、上記光を光学的に送る間に排除し、

且つコリメートされた放射線を変換する至近位置からこのコリメートされない放射線を排除することにより、このコリメートされない放射線のみをシールドするという段階を具備している。上記の光に変換する段階は、クリスタルのシンチレーションによって行われ、上記の電気信号に変換する段階は、送られた光を光電子増倍して電気信号を得ることによって行われる。

本発明の要旨は、特許請求の範囲で指摘する。然し乍ら、本発明、その更に別の目的及び効果は、添付図面を参照した以下の詳細な説明より明らかとなろう。

#### 実施例

本発明は、高エネルギー放射線の検出器に係り、特に、特定の線源又は特定の方向から送られる放射線を感知することのできる検出器に係り、更に、このような放射線を検出する方法にも係る。

第1図は、公知の放射線検出器22の断面図である。図示されたように、「高エネルギーの放射線」とは、 $\alpha$ 線や、 $\gamma$ 線や、陽子及び電子のよう

な荷電粒子や、中性子のような非荷電粒子を意味する。好ましい実施例では、高エネルギーの放射線は、テクネチウム99m ( $Tc-99m$ ) がメタステーブル状態から基底状態へと移行して140 KeVの $\gamma$ 線を放射することによって発生される。別の実施例では、高エネルギーの放射線は、ヨウ素123の減衰によって生じる159 KeVの $\gamma$ 線である。一般に、高エネルギー放射線のエネルギー範囲は、医学診断に用いる場合、20 KeVないし660 KeVである。説明上、第1図には、高エネルギー放射線粒子20a、20b、20c、20d、20e及び20fが示されている。

公知の放射線検出器22は、一般的に円筒状の細長い本体より成り、これは、コリメータ24を含んでいる。コリメータ24は、高エネルギーの放射線粒子20a、20bを受け入れる開放端26を有し、所定の形式の高エネルギー放射線を検出する手段であるシンチレータ28に対してこれらの粒子をコリメートする。シンチレータ28は、コリメートされた放射線を光に変換する。好まし

い実施例では、シンチレータ28は、タリウムで活性化されるヨウ化ナトリウムNaI(Tl)である。然し乍ら、別の形式のシンチレータ、例えば、タリウムで活性化されるヨウ化セシウムCsI(Tl)や、有機的なシンチレータ、例えば、プラスチック(ポリスチレン)シンチレータ又は液体シンチレータ(ポリビニルトルエン)カウンタ或いは分光計も、検出器に使用することができる。作動に際し、シンチレータ28は、 $\gamma$ 線によって励起されるか、又は、好ましい実施例では、 $\gamma$ 線と反応し、この反応によって光子を発生する。種々のシンチレータが種々の形式の高エネルギー放射線と反応することが知られている。同様に、種々の形式のシンチレータが、シンチレーション事象の間に、種々のエネルギーの光子又は種々の波長の光を放射することも知られている。従って、検出しようとする特定の形式の放射線に基づいて適当なシンチレータが選択される。

コリメータ24は、この公知装置においては、鉛又は鉛合金で構成される。これまでに知られて

いるように、前記の高エネルギー放射線は、鉛や、他の形式の非放射性重金属、例えば、Bi、U、W又はその合金によってシールドすることができる。ここで、「重金属」という用語は、これらの形式の重金属、及び高エネルギーの放射線を通さないような別の形式の金属を指すものとする。第1図に示すように、 $\gamma$ 線20a、20bだけがコリメータ24によってシンチレータ28にコリメートされる。 $\gamma$ 線20cは、その方向により、コリメータによってシンチレータ28から除外されシールドされる。

シンチレータ28のシンチレーション事象中に放射された光の幾つかの光子は、光パイプとしばしば称する光学窓30を経て送られる。一般に、光学窓30は、ホウケイ酸ガラスで構成される。光学窓30は、シンチレータ28の端32に光学的に結合される。良く知られているように、光学窓30は、エポキシや、ジェネラル・エレクトリック・カンパニ(General Electric Company)によって製造された或る形式のシリコン系組成物であ



るRTV（登録商標）によってシンチレータ28に固定される。光学窓30は、シンチレータ28からの光を光電子増倍管34へ送る。光学窓30と光電子増倍管34との界面は、一般に、光学的なグリースでシールされる。

光電子増倍管34は、これに送られた光又は光子を電気信号に変換し、1本以上のピン36を経て電気回路38へこの信号を出力する。電気回路38は、光電子増倍管34へ電力を供給すると共に、光電子増倍管34からの出力信号を増幅する。電気回路38への電力及び回路38からの信号は、検出器22の外部へと延びた端子40、42へ送られる。光電子増倍管34及び電気回路38の動作は、公知である。

外部電磁界の障害を減少するため、電磁シールド44が光電子増倍管34の実質的な部分を取り巻いている。一般に、電磁シールド44は、ミュー金属で構成される。電磁シールド44は、支持材46と48との間にサンドイッチされ、これらの支持材は、一般に、或る種のスポンジ又は他

の挿入材料、例えば、ゴムである。

第1図に示す公知の装置は、端52においてコリメータ24とインターロック嵌合する放射線シールド50を備えている。第1図から明確に明らかなように、放射線シールド50は、光学窓30の部分を超えて延び、光電子増倍管34の全体に及び、電気回路38全体にわたって延び、端子40、42をシールドするように配置されて、これらの部分を完全に包囲し、線源以外の放射線からこれらの部分をシールドする。放射線シールド50は重金属であり、一般に、鉛である。この放射線シールド50は、 $\gamma$ 線20d、20e及び20fが光電子増倍管34及び/又はシンチレータ28に当たらないようにする。第1図から容易に明らかなように、 $\gamma$ 線20eは、その方向により、放射線シールド50が除去されても、シンチレータ28には当たらない。然し乍ら、これまでも明らかなように、 $\gamma$ 線20eは、光電子増倍管34内の部品によって向きがそらされたり散乱されたりした後、放射線検出器の軸方向に沿ってシンチレ

ータ28へ向けられることがある。ハウジング56は、コリメータ24及びシールド50を包囲する。

第2図は、本発明によって構成された放射線検出器60の断面図である。添付図面全体を通して同様の部分を同じ番号で示してある。第1図に示された公知装置と、第2図に示された本発明の実施例との1つの相違点は、放射線シールド50がないことである。第2図では、 $\gamma$ 線20a及び20bが端26に入ってコリメータ24の図示された部分を通過する時にコリメータ24によってコリメートされる。その後、 $\gamma$ 線20a及び20bは、シンチレータ28の端62に当たる。シンチレータ28の材料は $\gamma$ 線によって励起され、シンチレータ28内に光子（光）が発生される。シンチレータ28内に発生された光子の一部分は、端部32を通過して光学窓64へ送られる。本発明においては、光学窓64は、所定量の重金属を有する材料で構成される。好ましい実施例では、光学窓34は、鉛ガラスとして一般的に知られてい

る重フリントガラスである。このようなガラスの一例は、米国カリフォルニア州フレモントのホヤ・オブティクス・インク(Hoya Optics Inc.)で製造されている高密度フリントガラスである。これは、次のような特性を有している。

ガラスの分類:	高密度フリント
ガラスの形式:	FD-8
屈折率:	$n = 1.718$
比重:	4.21
80%透過度	
(1cmサンプル):	390nm
5%透過度:	340nm
鉛含有率(重量%):	50%
鉛含有率(厚み%):	23%

ここに示す実施例ではこの形式の高密度フリントガラスが用いられるが、40%の鉛を含む低コストのフリントガラスや、前記のシンチレータに用いられるプラスチックを含む鉛のような他の適当な光学材料も使用できる。更に別の形式の鉛ガラスは、ボーシュ・アンド・ローム・カンパニー

(Bausch and Lomb Company)から入手できる形式 E D F 又は D F と表示されるものである。光学窓 64 は、シンチレータ 28 の端 32 からの光を光電子増倍管 34 へ導く。更に、光学窓 64 は、 $\gamma$ 線 20 d 及び 20 f を通さない。このようにして、光学窓 64 は、光を光学的に案内する間に、コリメートされない放射線をシールドする。

本発明では、シンチレータ 28 が端 62 以外の全ての面においてスプリース放射線、バックグラウンド放射線又は他のコリメートされない放射線からシールドされるので、放射線シールド 50 が除去される。コリメータ 24 は、コリメート部分 66 及びシールド部分 68 を含んでいる。コリメート部分 68 は、検出器 60 によって検出しようとする放射線をコリメートし、シールド部分 68 は、シンチレータ 28 及び光学窓 64 の一部分を  $\gamma$ 線 20 d のようなコリメートされない放射線からシールドする。第 2 図から容易に明らかなように、シールド部分 68 は、端 62 及び端 32 を除くシンチレータ 28 の部分に限定され、これにわ

たって延び、これを覆う。更に、シールド部分 68 は、光学窓 64 の部分にわたって延びる。放射線検出器 60 の重量は、コリメータ 24 の部分 68 の長さが制限されているために、相当に減少される。ここで使用する「長さが制限される」又は「制限される」という用語は、シールド部分 68 が端 32 及び 62 を除くシンチレータ 28 の部分にわたって延びてこれらを覆い、且つ更に、少なくとも光学窓 64 とシンチレータ 28 との界面にわたって延びてこれを覆っていることを意味する。これらの用語は、シールド部分 68 が光電子増倍管 34 にわたって延び且つこれを越えて回路 38 へと延びることを意味するものではない。広範な鉛の放射線シールド（第 1 図にシールド 50 として示す）がないことにより、検出器 60 の重量が相当に減少される。本発明では、典型的に 50 % の重量減少を達成できると推定される。

高エネルギーの放射線を検出する本発明による方法は、コリメータ 24 の部分 66 を通して放射線（粒子 20 a、20 b）をコリメートし、コリメートされた放射線をシンチレータ 28 によって光に変換し、光学的な窓 64 を経てこの光を光学的に案内し、光電子増倍管 34 の作動によりこの案内された光を電気信号に変換し、そしてコリメートされない放射線であって、その方向によっては変換されるであろうような放射線のみをシールドするという段階を具備する。換言すれば、 $\gamma$ 線 20 a は、コリメータ 24 のコリメート部分 66 によってシールドされ、コリメータ 24 に含まれた重金属によりシンチレータ 28 に障害を及ぼさないようにされる。コリメートされない  $\gamma$ 線 20 d は、コリメータ 24 のシールド部分 68 によってシールドされる。コリメートされない  $\gamma$ 線 20 f は、その粒子の方向と光学窓 64 に含まれた鉛とによって光学窓 64 によりシールドされる。かくて、 $\gamma$ 線 20 a、20 d 及び 20 f は、コリメートされた放射線を変換する至近位置、即ち、シ

ンチレータの至近位置から除外される。ここで使用する「至近位置」という用語は、シンチレータ 28 によって占有される空間を意味する。

本発明に使用されるシールドは、シンチレータ 28 の選択された部分と、光学窓 64 の選択された部分とに限定される。従って、コリメートされない  $\gamma$ 線 20 a は、シールドされないが、その方向がシンチレータ 28 に当たらない方向であり、ひいては、コリメートされた放射線と共に検出されないような方向であるために、除外され、阻止され又は他のやり方で除去される。たとえ  $\gamma$ 線 20 a が光電子増倍管 34 内の素子によって散乱もしくは向きがそらされたとしても、光学窓 64 は、シンチレータ 28 に向けられるこのような高エネルギー放射線に対し軸方向の端部シールドの機能を果たす。

特定の放射線検出器に用いられるシールド物質の量は、検出しようとする放射線の形式によって決まる。ここに述べる原子核医学の例において、140 KeV の  $\gamma$ 線が Tc 99 によって放射され

て検出される場合、公知装置の鉛シールドは、約 1/8 インチの厚みであった。これに対し、本発明では、この鉛シールドが除去され、公知装置の光学窓 30 に代わって、厚みが約 3/8 インチの高密度フリントガラスの光学窓 64 が使用される。公知装置から鉛の放射線シールド 50 を除去した場合、重量が約 50 % 減少できる。

光学窓の光透過特性、即ち、屈折率  $n$  は、シンチレータの屈折率と合致しなければならないことが一般的に知られている。本発明では、シンチレータの屈折率  $n$  が高密度フリントガラスの屈折率  $n$  と良好に合致するので、光検出効率が改善される。NaI(Tl)の屈折率は 1.77 であり、ホヤの高密度フリントガラス FD-8 の屈折率は 1.718 であり、一方、ホウケイ酸ガラスの屈折率は 1.52 である。好ましい実施例においては、光電子増倍管 34 が、米国ニュージャージー州ミドルセックスのハママツ社(Hamamatsu)で製造されたバイアルカリ・ホトカソードの型式番号 R1635 (又は、R1639、等) である。この

器としては、ホトセルや、ホトダイオードや、ホトダイオードアレイや、光感知電子なだれダイオードや、ホトトランジスタや、ダイオード造形マトリクスや、マイクロチャンネルプレートや、イメージインテンシファイヤ、等が挙げられるが、これに限定されるものではない。RCA社では、10段の光電子増倍管が製造されており、ハママツ社では、本発明に使用することのできるマイクロチャンネルプレートが製造されている。いずれにせよ、光検出手段、即ち、光電子増倍管 34 は、シンチレータ 28 によって放射される光の波長と合致しなければならない。電磁シールド 44 は、典型的な厚みが 0.5 ㎝～1 ㎝で、光電子増倍管 34 を取り巻くようなミュー金属で構成することができる。1つの実施例においては、ハウジング 56 がアルミニウム又はプラスチックで構成される。放射線検出器 60 内での部品の取り付けは、公知であり、取り付けについてどのようなものを選択しても本発明には殆ど影響がない。更に、支持材 46、48 を除去して、光電子増倍管 34、

ハママツのホトカソードのスペクトル感度は、370 nm において最大であり、NaI(Tl)からのシンチレーションの波長は 405 nm でピークとなりそして 390 nm においてカットオフ点を有する。

光線とその入射面に直角な平面との角度が臨界角より大きい場合には、2つの材料の界面において光が全反射することが知られている。一方の媒体(例えば、シンチレータ 28)の屈折率を  $n_1$  とし、それに隣接した光透過媒体(例えば、光学窓 64)の屈折率を  $n_2$  とすれば、臨界角は、 $\theta_c = \sin^{-1}(n_2/n_1)$  となる。本発明においては、比  $n_2/n_1$  が、公知装置の場合 (1.52/1.77) に比べて、より 1 に近い (1.718/1.77) ので、放射線検出器の光学特性が改善される。界面での反射光が減少されたことにより、界面で光がほとんど反射されず、従って、より多くの光が光電子増倍管への光伝達路に入るので、検出器の効率が改善される。

光電子増倍管 34 に代わる別の形式の光検出

電磁シールド 44 及びハウジング 56 のような 1 つ以上の部品間にエアギャップないしは空所が存在するようにしてもよい。

第 3 図は、本発明によって構成された歩行使用可能な心臓モニタ 70 の断面図である。この心臓モニタ 70 は、特定の実施例においては、核種のテスト中に Tc 99 を検出するのに用いられる。好ましくはナイロンより成るカバー 72 がシールド 74 にねじ込み式に取付けられ、シールド 74 は、アンチモンを 5 % 含む鉛であって、厚みが約 0.1 インチであるのが好ましい。アイリス 76 によってコリメータ 78 とカバー 72 との間に間隔がとられる。コリメータ 78、アイリス 76、カバー 72 及びシールド 74 は、円形部分 111 においては、第 4 図に示されたように一般的に円形である。好ましい実施例においては、コリメータ 78 が鉛で構成され、これは、断面の平らな穴のサイズが 0.070 インチで、セプタの厚みが 0.010 インチで、全厚みが 0.4 インチで、直径が 2.25 インチであって、140 K.e.V のエ

エネルギーを有する $\gamma$ 線をコリメートするようなセプト材料である。ここに示す寸法は、本発明の実施例についてのおおよその推定値である。アイリス76は、好ましい実施例では、鉛で構成される。

円形のガスカート80は、コリメータ78とシンチレータ82との間隔を保ち、シンチレータは、ここに示す実施例では、NaI(Tl)シンチレータであり、反射面89をもつアルミニウム包囲体88内に支持される。光学窓84は、シンチレータ82の一端に隣接した光沢のある端86と、光沢のある端92とを有している。光ガイド94は、光沢のある端96及び98を有し、光沢のある端96は、光学窓84の光沢のある端92の一部に隣接している。この実施例においては、第1図に示した公知のシンチレータ組立体28の光学窓及び光パイプ30に対応する光学窓及び光パイプが1つの部品84に合体される。光学窓84及び光ガイド94は、この実施例においては、ホヤ・オブチックスによって製造された前記の高密度フリントガラスで構成される。

ハウジング140の端136と嵌合される。保持ベルト138は、ハウジング140を保持部材132に固定する。光電子増倍管120は、ハウジング140内に一般的に取付けられる。

光電子増倍管120に電力が送られ、光電子増倍管120と電気回路162を接続する概略的に示された電気接続部160によって信号が送られる。一般の出力プラグ手段164は、電源及びデータ処理装置(図示せず)と電気回路162とを接続する。

心臓モニタ70の周りに点線で示されたセクタA、B、C、D及びEは、公知装置において鉛シールドでシールドされたところである。公知装置においてセクタA、B、C、D及びEの周りに鉛シールドが必要とされる理由は、この鉛シールドがなければ、 $\gamma$ 線110bがシンチレータ82によって検出されてしまうからである。然し乍ら、本発明では、光学窓84が所定量の重金属、例えば、鉛のような材料で構成されているので、 $\gamma$ 線110bはシンチレータ82の至近から除外され

作動に際し、 $\gamma$ 線110aは検出可能な線源から放射され、 $\gamma$ 線110b、110cは、心臓モニタ70の周囲環境に存在する。 $\gamma$ 線110aはコリメータ78によってコリメートされ、シンチレータ82と反応する。説明上、シンチレータ82において光子112が発生されるものとして示されており、この光子は、点線114で示された経路をたどり、光学窓84及び光ガイド94を含む光伝送路を経て送られる。光子112の最終的な行先は、光電子増倍管120であり、これは、光伝送路によって向けられた光子に基づいて電気信号を発生する。好ましい実施例では、光電子増倍管120は10段のものであり、最初に端98と光電子増倍管との界面を通して送られる光に基づいて次第に多数の電子が各段に発生される。

又、心臓モニタ70は、光学窓84の一部分の周囲を取り巻く補助的な鉛シールドリング130も備えている。好ましい実施例では、この補助的な鉛シールドリング130は、アンチモンを5%含んでいる。保持ハウジング132は、後方の

る。公知の装置とは異なり、本発明では、 $\gamma$ 線110aがシールドされない。というのは、この $\gamma$ 線は、シンチレータ82の至近に入ってこのシンチレータによって検出されるような方向にはないからである。換言すれば、本発明では、コリメートされない放射線であって、その方向によって変換されることがあるような放射線のみがシールドされる。コリメートされない放射線の除外は、光学窓84、補助的な鉛シールドリング130及び光ガイド94に含まれた鉛と、 $\gamma$ 線をコリメートすると共にシンチレータ82の選択された部分をシールドする鉛シールド74とによって行われる。ハウジング140は、この実施例では、アルミニウムで構成される。

心臓モニタ70の適当な寸法は、1つの実施例においては、次の通りである。第4図の円形部分110の直径は、約2.5インチであり、シンチレータ82の厚みは、約0.25インチであり、モニタ70の厚みは、約1.8インチであり、光電子増倍管120及び光電子増倍管182を収容

する第4図の長方形部分180は、長さが3.3インチで、巾が1.3インチである。これまでに一般的に知られているように、光電子増倍管120、182は、ミュー金属によって電磁シールドすることができるが、このような電磁シールドは、第3図には特に示してない。更に、ハウジング140と光電子増倍管120との間隔には、スポンジや、ゴムや、その他の挿入材料を充填してもよいし、或いは、エアギャップであってもよい。

心臓モニタ70は、比較的寸法が小さいので、セクタA、B、C、D及びEの周りに鉛シールドを含ませると、装置の重量が著しく増大する。従って、本発明では、公知のモニタより重量が約50%軽くなる。更に、心臓モニタ70では、光学窓84及び光ガイド94に用いられる高密度のフリントガラスの屈折率 $n$ と、シンチレータ82の値 $n$ とがより厳密に合致するために、光検出効率が改善される。

第5図は、電気回路162の電気回路図である。高電圧(HV)が点200に印加され、抵抗

210を経てデカップリングフィルタキャパシタ212の片側に送られる。好ましくは、1M $\Omega$ である負荷抵抗214及び216が各々光電子増倍管180及び120に接続される。ライン220は、光電子増倍管180へ電力を供給し、カップリングキャパシタ222へ出力信号を送る。ライン224は、光電子増倍管120と電力及び出力信号をやり取りし、カップリングキャパシタ226の片側に接続される。光電子増倍管120及び180は、ダイノードD $\gamma$ 1-8を有するものとして示されている。光電子増倍管120、180には、ピン2、3、4、5、6、7、8、9、10及び11が示されている。これらのピン間に挿入された抵抗は、良く知られているように電圧分割器を要する。

カップリングキャパシタ222及び226は、高圧電源を信号処理回路の他部分から分離し、交流信号のみをライン各々220及び224へ送る。キャパシタ222、226を通過する信号は、光子の検出により光電子増倍管によって発生された

パルスである。抵抗240、241、ダイオード242及びダイオード244を含むリミッタ回路は、キャパシタ222、226を増幅回路250に接続する。ダイオード242、244の両側には正及び負の電圧が印加される。増幅回路250は、演算増幅器252と、利得設定抵抗254、256と、抵抗258及びキャパシタ260を含むフィードバック部品とを備えており、抵抗258及びキャパシタ260は、演算増幅器252の時定数を確立する。演算増幅器252には、キャパシタ262、264において電圧が印加され、これらのキャパシタは、供給される正及び負の電圧をデカップリングする。カップリングキャパシタ270は、増幅回路250の出力を出力ピン272へ接続し、抵抗274は、出力にアース電位を維持する。一実施例において、ピン272に現われる出力は、2マイクロ秒の減衰時定数を有する50ミリボルトのパルスである。出力端子272は、良く知られているように信号を更に処理するために、図示されていないデータ処理装置に

接続される。

第6図は、本発明によって構成された $\gamma$ 線カメラの断面図である。 $\gamma$ 線カメラ300は、鉛のコリメータ310と、鉛の前面シールド312とを備えている。シンチレータ314は、円形ガスケット316によってコリメータ310から離間される。コリメータ310に対向したシンチレータの端は、光学窓318に隣接しており、この光学窓は、前記したように鉛ガラスで構成される。光電子増倍管320、322、324、326及び328は、シンチレータ314によって発生されて光学窓318を経て送られた光を受け取るように配置されている。各々の光電子増倍管は、電磁シールドで取り囲まれている。1つの電磁シールド330が光電子増倍管320を取り囲むように示されている。複数の光電子増倍管がスポンジ又はゴムによってハウジング340内に支持され、その1つが、ハウジング340、電磁シールド330及び光電子増倍管320の中間にあるスポンジ332である。

電気回路342は、光電子増倍管に電力を供給し、これらの光電子増倍管から出力信号を受け取り、当業者に良く知られた方法でこれを処理する。電気回路342からの出力は、外部ケーブル344へ供給される。放射線検出器及び心臓モニタについて上記したのと同様に、γ線カメラ330は、公知装置の場合のように光電子増倍管及び電気回路を取り巻く付加的な鉛シールドを含む必要がない。鉛ガラスで構成された光学窓318は、前面シールド312と同様に、コリメートされない放射線からシンチレータ314を効果的にシールドする。

本発明は、前記した特定の実施例に限定されるものではなく、特許請求の範囲のみによって規定されるものとする。シンチレータと光電子増倍管との間に挿入された光伝達路、光学窓及び光パイプの配置及び特定の構造は、単なる例示に過ぎない。というのは、当業者であれば、光を光電子増倍管に案内するための別の光伝達路を設計できるからである。本発明によって構成された放射線

検出器に使用されるシンチレータは、高エネルギーの放射線をシンチレータからシールドするために所定量の重金属を含む材料で作られた光学窓及び／又は光パイプをその片側に有している。更に、本発明は、コリメートされない他の放射線を排除するためにコリメータに対して開いていないシンチレータの部分を取り巻く付加的なシールド手段も含むものとする。本発明の原理によって構成された装置は、シンチレータを越えて延びるような更に別の放射線シールドが不要であるか又は所要の追加シールドが減少されたために、その重量、ひいては、サイズが著しく減少された。当業者に容易に明らかな全ての変更は、特許請求の範囲に包含されるものとする。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、公知の放射線検出器の断面図、

第2図は、本発明の放射線検出器の断面図、

第3図は、本発明により構成された歩行使用可能な心臓モニタの断面図、

第4図は、第3図に示された歩行使用可能な

心臓モニタの上面図、

第5図は、第3図に示された歩行使用可能な心臓モニタの電気回路を示す回路図、そして

第6図は、本発明によるγ線カメラの概略図である。

22・・・公知の放射線検出器

24・・・コリメータ 28・・・シンチレータ

30・・・光学窓 34・・・光電子増倍管

38・・・電気回路 40、42・・・端子

44・・・電磁シールド

50・・・放射線シールド

60・・・本発明の放射線検出器

64・・・光学窓 66・・・コリメート部

68・・・シールド部 56・・・ハウジング

70・・・歩行使用可能な心臓モニタ

74・・・シールド 76・・・アイリス

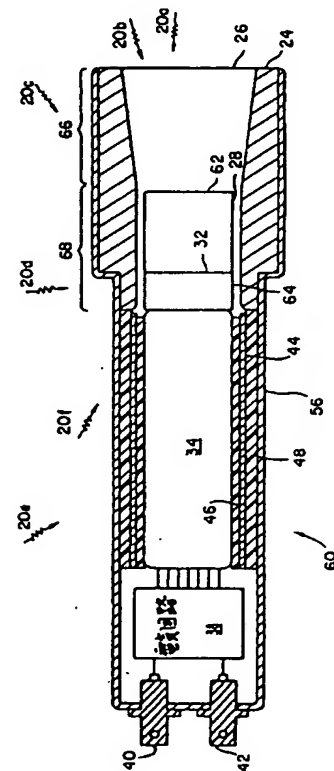
78・・・コリメータ 80・・・ガスケット

82・・・シンチレータ

84・・・光学窓 94・・・光ガイド

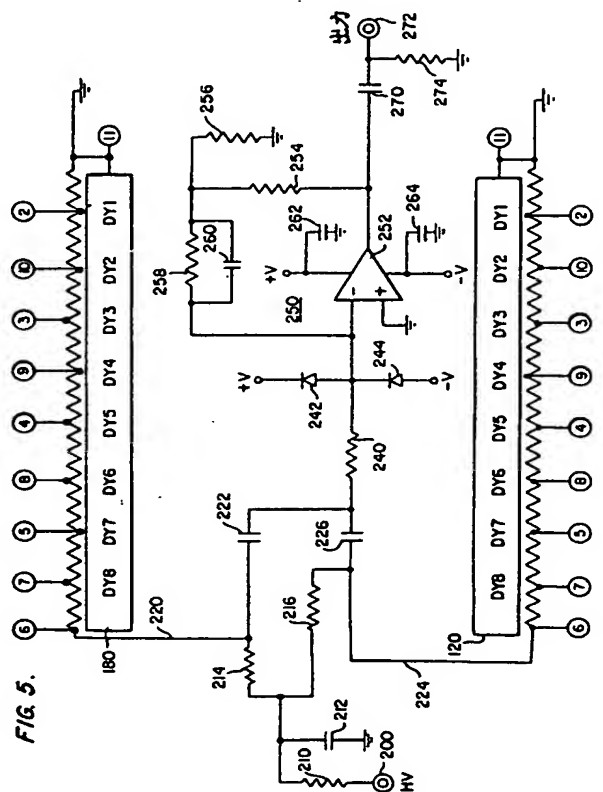
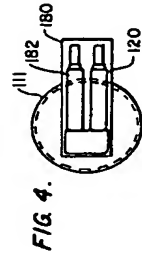
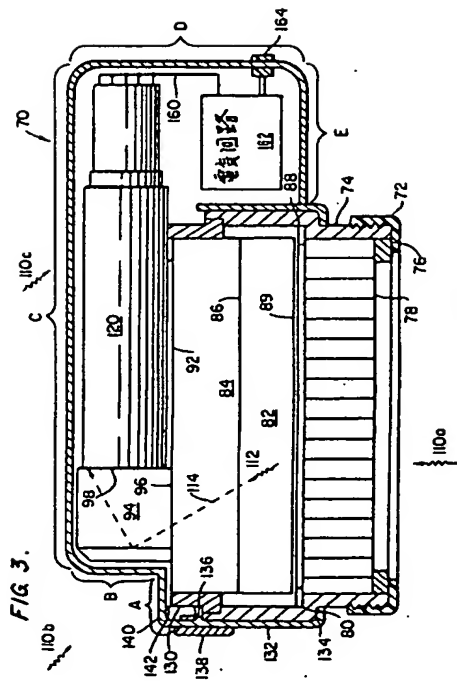
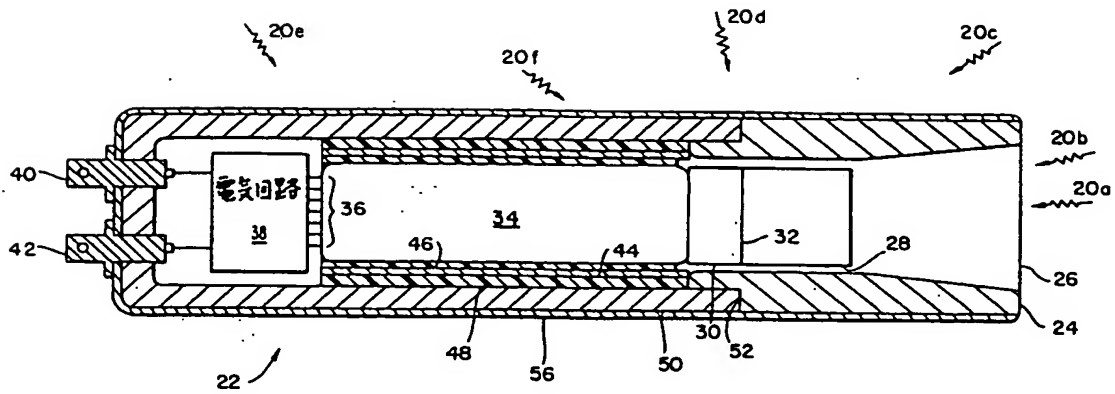
120・・・光電子増倍管

FIG. 2.



図面の浄書(内容に変更なし)

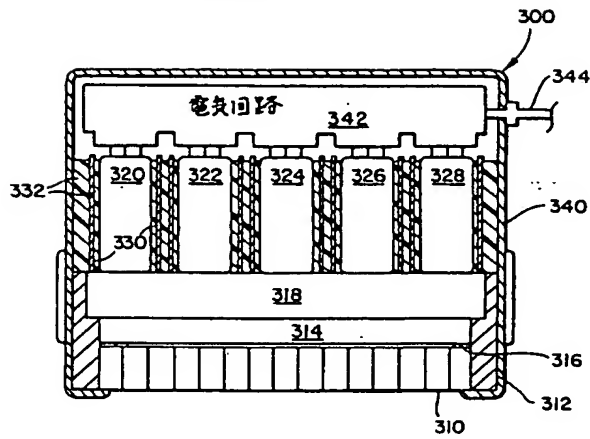
FIG. 1.



昭和 年 61. 月 - 9 日

特許庁長官 宇賀 道 郎 殿

FIG. 6.



1. 事件の表示 昭和61年特許願第56047号
2. 発明の名称 高エネルギー放射線の検出器及び検出方法
3. 補正をする者  
事件との関係 出願人  
名称 キャビンテック インコーポレーテッド
4. 代理人  
住所 東京都千代田区丸の内3丁目3番1号  
電話(代) 211-8741  
氏名 (5995) 弁理士 中 村 稔
5. 補正命令の日付 昭和61年5月27日
6. 補正の対象 願書 代理権を証明する図面0  
全図面
7. 補正の内容 別紙のとおり  
願書に最初に添付した図面の浄書  
方式 修正 (内容に変更なし)  
審査 修正